

X-Ray و رادیوگرافی

فصل چهارم

اشعه ایکس: رادیوگرافی –

رادیوتراپی و حفاظت در برابر

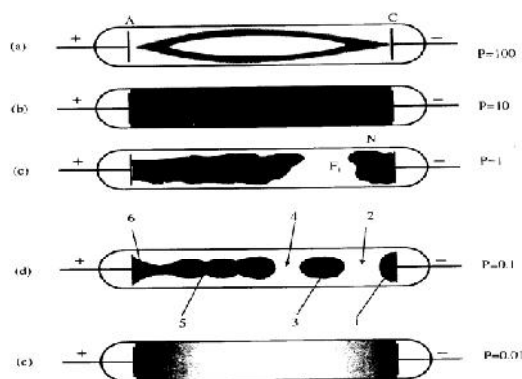
اشعه

مقدمه

پرتوی x ، در محدوده ی طیف امواج الکترومغناطیس قرار دارد و دارای ماهیتی الکترومغناطیسی است. محدوده طول موج آن بین $0/01$ تا 100 نانومتر می باشد واز پرتوهای یونیزان کننده است یعنی وقتی وارد محیط بیولوژیک می شود از یک اتم یک یون و یک الکترون به وجود می آورد.

تاریخچه

در سال ۱۸۹۵ دانشمندی به نام ویلهلم کنارد رونتگن بر روی اشعه کاتدی کار می کردپی به اشعه ای برد که آن را اشعه مجهول نامید. در مورد اشعه کاتدی باید بگوئیم، وقتی فشار مشخصی از هوا بین دو الکتروود در لوله کاتدی (لوله کروکس) اعمال می شود، یونها و مولکولها دچار تخلیه الکتریکی می شوند. اطراف کاتد منفی، یونهای مثبت و اطراف آند مثبت، الکترونهای منفی جمع می شوند. مهمترین نکته در این لوله ها، مقدار فشار هوا و یونهای خشی در آن است.



رونتگن مشاهده کرد وقتی الکترون از کاتد کننده می شود و به سمت قطب مثبت یا آند می آید، هنگامی که به آند

برخورد می‌کند، در سطح حباب شیشه‌ای یک سری درخشندگی ظاهر می‌شود. داخل حباب از سولفیدروی (ZnS) پوشیده شده بود و همانطور که می‌دانیم سولفید روی دارای خاصیت فلورسانس است. رونتگن بر اساس این پدیده نتیجه گرفت هنگامی که اشعه کاتدی به سطح آند برخورد می‌کند، اشعه ای تولید می‌شود. چون وی ماهیت اشعه را نمی‌دانست آن را اشعه مجهول یا x نامید. وی بوسیله این اشعه، اولین تصویر رادیولوژی را از کف دست همسرش گرفت. بعدها تحقیقات دانشمندان بر روی این اشعه تکمیل شد و آنها متوجه شدند که در اثر هجوم الکترون‌ها با سرعت زیاد به آند، اتمهای آند یونیزه شده و حاصل این اتفاق نقل و انتقالات الکترونی و تولید پرتوی x است.

تقسیم‌بندی اشعه/ایکس

محدوده طول موج پرتوی ایکس، به سه منطقه تقسیم می‌شود:

① اشعه x با طول موج بلند (۱۰۰-۱ نانومتر): نفوذپذیری و اثرات انرژی‌تیک کمی دارد و کاربردی در پزشکی ندارد.

② اشعه x با طول موج متوسط (۱-۰/۱ نانومتر): در تشخیص و درمان های سطحی بدن مورد استفاده است.

③ اشعه x با طول موج کوتاه (۰/۱ - ۰/۰۱ نانومتر): در تشخیص و درمان های عمقی کاربرد دارد.

کاربردهای اشعه/ایکس

از اشعه ایکس در پزشکی در زمینه های تشخیص و درمان استفاده می‌شود.

۱- پرتوی تشخیصی (Radio Diagnosis)

استفاده از اشعه ایکس در زمینه تشخیص عموماً بوسیله عکس برداری از منطقه مورد نظر می‌باشد که عموماً

به دو صورت انجام می‌گیرد:

ب) پرتوبینی (Radioscopy)

الف) پرتونگاری (Radiography)

• پرتونگاری (Radiography)

در پرتونگاری تصویر را روی یک صفحه رادیوگرافی یا کلیشه می‌بینیم. در این روش، تصویر به صورت دائمی ثبت می‌شود. به همین دلیل به آن Permanent Record نیز می‌گوئیم. در این روش مشخصات ساختار موردنظر بصورت سایه عضو دیده می‌شود بدین ترتیب که وقتی پرتو/یکس از بدن می‌گذرد، در برخی از اعضاء جذب می‌شود و در برخی نقاط عبور نمی‌کند. تصویر این نقاط به صورت سایه سفید روی کلیشه می‌افتد (مناطق روشن فیلم). از روی سایه منطقه مورد نظر تشخیص پزشکی مناسب در مورد آن داده می‌شود.

• پرتوبینی (Radioscopy)

پرتوبینی عکس برداری به صورت به هنگام است یعنی همزمان با استفاده از پرتو، تصویر ساختار دیده می‌شود. در این روش، تصویر به صورت موقت ثبت می‌شود (Temporary Record). چون با خاموش کردن دستگاه مولد اشعه تصویر هم محو می‌شود. در این روش در پشت ناحیه مورد نظر، پرده ای با خاصیت فلوئورسانس وجود دارد که تصویر را به صورت موقت نشان می‌دهد. پس باید در کسری از ثانیه تشخیص را انجام داد تا شخص کمتر از اشعه متأثر شود. این روش فلوئوروسکوپی نیز نامیده می‌شود. از فلورسکوپی در گیت های فرودگاه هم استفاده می‌شود. این روش تصویر برداری به اصطلاح روشی whole Body است یعنی کل بدن در یک نوبت تصویر برداری می‌شود درحالیکه در گذشته به اشتباه از آن برای تعیین قطر لگن زنان استفاده می‌شد.

۲- پرتو درمانی (Radiotherapy)

از پرتوی ایکس در درمان بعضی بیماری ها نیز استفاده می کنند. در این روش از طول موجهای کوتاه (۱ تا ۰/۰۱ نانومتر) استفاده می کنند. این در حالی است که اشعه/یکس در درمان، می تواند هم مفید و هم مضر واقع شود. مثلاً

در رادیوتراپی سعی می‌کنند به کمک اشعه x تومور سرطانی را از بین ببرند، ولی خود این اشعه به علت قدرت یونش آن، می‌تواند عامل بروز تومور در بافت اطراف شود. بنابراین مسئله حفاظت از اشعه (Radio Protection) در اینجا اهمیت دوچندانی دارد. یعنی باید فرایندهای حفاظتی کاملاً رعایت شوند و دوزهای مجاز رعایت شود. تجویز اشعه/یکس باید با صلاحیت کامل پزشک باشد. چون با استفاده هر مقدار از اشعه/یکس، احتمال موتاسیون وجود دارد چرا که هیچ حد آستانه‌ای برای خطر نیست. مثلاً در بانوان برای تجویز اشعه ایکس باید قانون ۱۰ روز (دوره Safe که برابر با آخرین روز قاعدگی تا روز دهم است) رعایت شود.

روشهای تولید اشعه/یکس

۱- نقل و انتقال الکترونی

در این روش الکترون در کاتد تولید می‌شود و به سوی آند پرتاب می‌شود. این الکترون با یک الکترون در لایه‌ای از اتم‌های آند برخورد می‌کند و آن را به لایه‌های بالاتر می‌برد. حال این اتم تحریک شده تمایل دارد به حالت پایه خود برگردد، در حالت بازگشت به حالت پایه، تفاوت انرژی دو لایه فوتون با انرژی $h\nu$ گسیل می‌شود. فوتون گسیل شده از جنس اشعه ایکس است که حاصل تفاوت انرژی دو لایه می‌باشد.

اشعه x تولید شده در این روش یک انرژی مشخص دارد و به آن، طیف مشخصه یا طیف منفصل گویند

(Characteristic Spectrum)

۲- تابش ترمزی (Bremsstrahlung)

این روش بیشتر در پزشکی کاربرد دارد. در این روش الکترون‌ها از سمت کاتد به آند پرتاب می‌شوند. آند باید دارای اتمهایی با هسته سنگین (با عدد اتمی بالا) باشد تا میدان پتانسیلی خیلی قوی داشته باشد. میدان پتانسیل هسته‌ای باعث ترمز الکترونهای پرتاب شده می‌شود. در نتیجه شتاب الکترون کاهش یافته و تفاوت این انرژی جنبشی (کاهش انرژی جنبشی) را به صورت طیف الکترومغناطیس از جنس پرتوهای/یکس گسیل می‌کند.

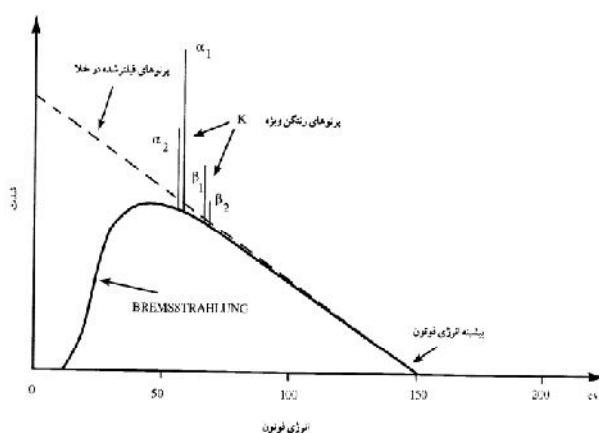
🔍 **توجه:** یک الکترون ممکن است در میدان پتانسیل یک اتم، در یک برخورد تمام انرژی خود را از دست بدهد و کاملاً متوقف شود و یا اینکه ممکن است طی چند برخورد متوالی و به تدریج انرژی خود را از دست بدهد. در این صورت اشعه‌های تولیدی ممکن است انرژی‌های متفاوتی داشته باشند که در نتیجه اشعه به صورت تک انرژی نخواهد بود. در این صورت یک طیف انرژی از مقادیر کم به زیاد داریم.

📌 **توجه:** در این روش شدت انرژی در واقع بیانگر تعداد فوتون‌های گسیل شده است.

نمودار تعداد فوتونهای گسیل شده بر حسب انرژی فوتونها در روش تابش ترمزی به صورت نمودار نرمال زنگوله‌ای شکل است و دارای ناحیه حداکثر، حداقل و میانه است. بر اساس این نمودار انرژی متوسط فوتونها برابر $\frac{1}{3}$ انرژی فوتونی با بیشترین انرژی است.

📎 در این روش ما شاهد طیف متصل یا Continuous Spectrum هستیم.

$$\bar{E} = \frac{1}{3} E_{max}$$



🔍 **توجه (۱):** در تولید اشعه /یکس دو فاکتور اصلی وجود دارد: 📌 کیفیت 📌 کمیت

کمیت همان تعداد فوتونهای اشعه /یکس است که بستگی به تعداد الکترونهای تولیدی در کاتد دارد که آن هم متعاقباً به شدت جریان الکترون موجود در کاتد بستگی دارد. کیفیت نیز انرژی جنبشی فوتونهاست که به سرعت الکترونها و آن هم به اختلاف پتانسیل بین کاتد و آند وابسته است.

در دستگاههای مولد اشعه /یکس قدیمی، برای زیاد کردن فاکتور کمیت فشار هوای درون لوله را زیاد می کردند

تا یونیزاسیون زیاد شود و برخورد یونها با ذرات زیاد شود و در نتیجه الکترونهاى بیشتری کنده شوند، در حالى که با زیاد کردن فشار هوا، الکترونهاى کنده شده به مولکولهاى هوا برخورد مى کردند و سرعت آنها کم مى شد. بدین ترتیب با زیاد کردن کمیت کیفیت کاهش مى یافت. یعنى این دو فاکتور کمیت و کیفیت در قدیم وابسته به هم بودند در حالى که در دستگاههاى جدید دو پارامتر کیفیت و کمیت مستقل از هم طراحی مى شوند.

◀ توجه (۲): در دو روش تولید اشعه/یکس، روش انتقال الکترون چون تک انرژیست و به صورت تولید تک موج است، روشى دقیق تر است و فاکتور کیفیت بهتری دارد. در حالیکه در روش تابش ترمزى با ایجاد طیفى از امواج، فاکتور کمیت آن مشخص تر است.

◀ توجه (۳): راندمان تولید اشعه ایکس بسیار کم است چرا که عموماً ۹۹٪ انرژی جنبشى الکترون ها به گرما تبدیل مى شود و تنها ۱٪ آن صرف تولید اشعه مى شود. در نتیجه مى توان گفت راندمان این فرایند بسیار پایین است. برای حل این مسئله ابتدا به سراغ فرمول راندمان تولید اشعه مى رویم تا ببینیم چه پارامترهاى مى توانند راندمان تولید اشعه را کنترل کنند و سپس با دانستن این عوامل برای بالا بردن راندمان تولید اشعه ایکس اقدام کنیم.

$$R = 10^{-7} \cdot Z \cdot V$$

راندمان تولید اشعه ایکس از رابطه روبرو به دست مى آید:

در این رابطه Z عدد اتمى فلز آند و V ولتاژ اعمال شده بین آند و کاتد است.

طبق این رابطه، هر چه آند اتم سنگین ترى باشد، راندمان تولید اشعه بالاتر است. مثلاً تنگستن به دلیل عدد اتمى بالا، راندمان اشعه/یکس را بالا مى برد. در ضمن افزایش اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد نیز با افزایش سرعت الکترونهاى پرتاب شده به سمت آند، راندمان و کیفیت را افزایش مى دهد.

همانطور که تا به حال مشاهده کردیم، برخورد الکترون به آند با ضوابط خاصى باعث تولید اشعه ایکس مى

شود، اکنون می خواهیم روشهای تولید الکترون را با هم مرور کنیم.

روشهای تولید الکترون

۱- روش فتوالکتریک

در این روش ما الکترونهاى اتم را تحت تأثیر فوتونهاى فرودى، قرار مى دهیم. فوتون، الکترون درون اتم را متأثر کرده و اگر بتواند بر انرژی بستگی آن غلبه کند، مى تواند الکترون را به صورت آزاد در آورد و باعث خارج شدن الکترون از اتم شود. چون راندمان تولید الکترون از این روش بسیار پایین است در لوله های اشعه ایکس کاربردی ندارد.

☑ نکته: در این روش عموماً از الکترودهایی با حساسیت بالا مثلاً اکسید سزیم (CsO) استفاده می کنند.

همانطور که گفته شد انرژی فوتون صرف دو امر می شود: ❶ کندن الکترون (تابع کار ψ)

❷ انرژی جنبشی الکترون کنده شده ($\frac{1}{2}mv^2$)

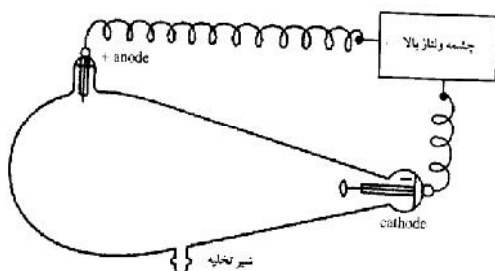
$$h\nu = \psi + \frac{1}{2}mv^2$$

۲- یونیزاسیون ضربه‌ای

این روش عموماً در لوله‌های قدیم استفاده می شد. در این روش به کمک پمپ تخلیه، فشار هوای درون حباب لوله تولید اشعه ایکس را تا حد مشخصی کم می کنند. فشار هوا حدوداً به 0.001 mmHg می رسد. همانطور که می دانیم، هوا شامل یک سری یونها و یک سری اتمهای خنثی است. حال وقتی که بین آند و کاتد اختلاف پتانسیل بالا

برقرار می شود اتمهای هوا دچار هیجان الکتریکی می شوند و با

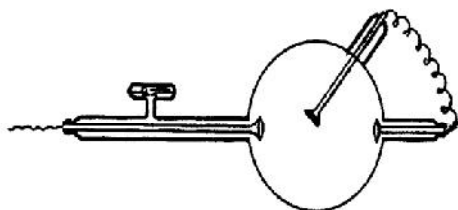
جرقه دچار تخلیه الکتریکی و یونیزاسیون می شوند. نتیجه ی



این یونش ایجاد یک یون مثبت بزرگ و یک الکترون آزاد است. یون مثبت بزرگ به سمت الکتروود منفی یا کاتد حرکت می کند و به سرعت به آن برخورد می کند (هجوم کاتدی). اگر انرژی مکانیکی این برخورد از انرژی بستگی الکترونها لایه آخر بیشتر باشد، می تواند الکترونها را از سطح کاتد جدا کند. حال این الکترونها کنده شده به سمت آند می رود و اشعه ایکس تولید می کنند.

⚠ توجه: راندمان این روش نیز نسبتاً پایین است.

😊 در لوله های قدیمی، بالای آند یک الکتروود به نام آنتی کاتد قرار می گرفت که هم پتانسیل با آند بود. الکترون ها قبل از برخورد به آند، به آنتی کاتد که عموماً از جنس تنگستن بود، برخورد می کردند و اشعه ایکس روی آن ایجاد می شد.



در این لوله ها آنتی کاتد به صورت زاویه دار ساخته

می شود. این کار به هدایت اشعه و خروج پرتوها از دستگاه

کمک می کند. جنس کاتد و آند در این شیوه از آلومینیوم است.

ممکن است آند با مرور زمان در اثر برخورد الکترون تخریب شود. به همین دلیل در طراحی آن نکاتی لحاظ شده بود که الکترونها ابتدا به فلز سنگینی مانند تنگستن برخورد کنند و بعد به آند برخورد کنند.

نقش آند، القای اختلاف پتانسیل در لوله است.

۳- ترمیونیک (گسیل گرمایونی)

در این روش کاتد را مثل رشته های تنگستنی لامپهای جبابی، به صورت یک رشته یا فیلامان در می آورند. لوله های تولید اشعه ایکس از هوا تخلیه می شود. در نتیجه فشار هوا تقلیل می یابد و خلأ نسبی (10^{-6} میلیمتر جیوه)

برقرار می شود. فیلامان کاتدی از جنس تنگستن با مقاومت بالاست بنابراین وقتی جریان بالا در آن برقرار شود، گداخته می شود. اگر گرمای تولیدی توسط فیلامان کاتد از انرژی بستگی الکترون لایه آخر بیشتر باشد، الکترون تمایل به کنده شدن دارد. الکترونهای کنده شده به سمت آند هجوم برده و باعث تولید اشعه ایکس می شوند.

☺ در این روش به دلیل کاهش فشار هوای درون لوله، مشکل برخورد الکترون به مولکولهای هوا را نداریم.

☞ به این نوع کاتد، کاتد گرمایی می گوئیم و به لوله های آن نیز لوله های کولیدج (Coolidge) گوئیم.

ساختار مولد اشعه ایکس

در دستگاه مولد اشعه ایکس علاوه بر ساختارهای معمول کاتد و آند که - ارکان اصلی مولد- هستند، سه ترانسفورماتور وجود دارد. وقتی دستگاه را به برق وصل می کنیم، اولین قسمتی که جریان به آن وارد می شود اتوترانسفورماتور است که وظیفه ی تنظیم ولتاژ (۲۲۰ ولت) را بر عهده دارد و نوسانات جریان برق را از بین می برد و باعث جلوگیری از اختلال در دستگاه می شود. دو ترانسفورماتور دیگر نیز وجود دارد یکی در مدار کاتد به نام ترانسفورماتور کاهنده که اختلاف پتانسیل را کاهش می دهد اختلاف پتانسیل را از ۲۲۰ ولت (برق شهر) به ۶ تا ۱۲ ولت می کاهد. در ضمن یک ترانسفورماتور در مدار بین کاتد و آند وجود دارد که به آن ترانسفورماتور افزایش دهنده می گویند که اختلاف پتانسیل را از ۲۲۰ ولت تا حدود ۴۰۰۰ ولت افزایش می دهد. این فرایند باعث تبدیل الکترونهای کم سرعت به الکترونهای پرسرعت می شود. پیچ تنظیم ولتاژ به رئوستا وصل می شود و رئوستا هم در مدار کاتد قرار می گیرد.

سه پیچ تنظیم نیز برای تنظیمات لوله مولد اشعه ایکس موجود است:

① سلکتوری که شدت جریان (عامل اصلی موثر بر کمیت) را کنترل می کند. این سلکتور به رئوستایی وصل می شود که در مدار کاتدی قرار دارد.

② سلکتور کنترل کننده اختلاف پتانسیل بین کاتد و آند (عامل اصلی موثر بر کیفیت) این سلکتور به رئوستای بین

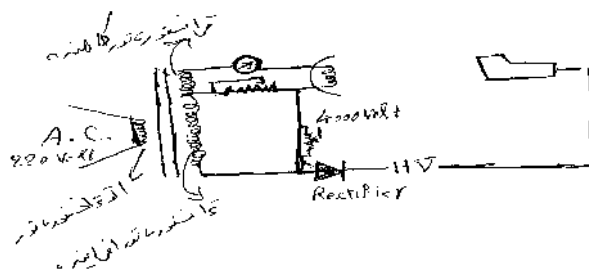
مدار کاتد و آند وصل است.

③ سلکتوری کنترل کننده زمان تابش اشعه.

در مدار کاتد یک گالوانومتر جهت نشان دادن شدت جریان الکترون رشته تنگستن در کاتد و در مسیر بین کاتد و

آند یک یکسوکننده یا Rectifier داریم که جریان AC را به DC تبدیل می کند چراکه در تولید اشعه x ، باید

جریانی پیوسته و یک سویه از کاتد به آند برقرار باشد.



دستگاه مولد اشعه x

طراحی آند در دستگاههای اشعه ایکس

در تولید اشعه ایکس، ۲ کانون بر روی آند تعریف می شود: ☞ کانون واقعی ☞ کانون مؤثر

قسمتی از آند که الکترون به آن برخورد می کند کانون واقعی نام دارد و به سایه کانون واقعی بر لوله اشعه ایکس،

کانون مؤثر (Effective Focus) می گوییم. کانون مؤثر عموماً از جنس آلومینیوم انتخاب می شود که هم نقطه‌ی

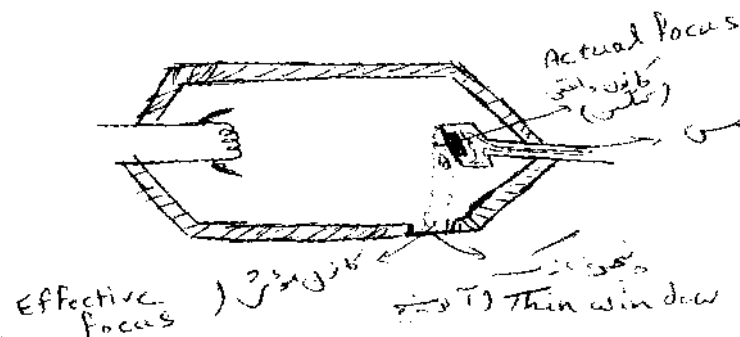
ذوب و هم عدد اتمی بالایی دارد که راندمان اشعه‌ی ایکس را افزایش می دهد. اطراف لوله، شیشه مخصوصی با

مقاومت حرارتی بالا انتخاب می شود.

به ناحیه خروجی پرتوها پنجره نازک (Thin Window) می گوئیم. این ناحیه آلومینیومی (به ضخامت

۵/۰ میلیمتر) است. از سمت پنجره نازک، اشعه به سمت بافت هدایت می شود. این پنجره پرتوی اشعه ایکس با با

انرژی کم و طول موج بلندتر که جذب سطح بافت می شوند، را فیلتر می نمایند.



نکاتی در مورد طراحی آند

در طراحی آند و لوله مولد اشعه باید به نکات زیر توجه داشت:

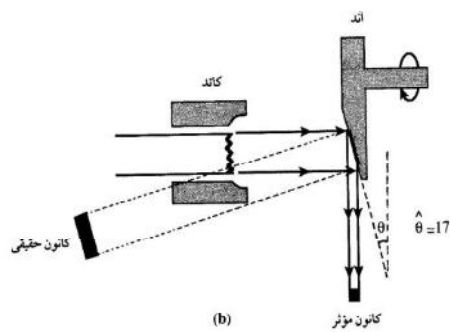
(۱) از فیلامان تنگستن در آند استفاده می کنیم چرا که عدد اتمی و نقطه ذوب بالایی دارد. فیلامان از جنس تنگستن

و کانون واقعی را نیز، از این جنس انتخاب می کنیم.

(۲) آند را در یک غلاف قرار می دهیم و آنجایی که اشعه باید از دستگاه خارج شود، از جنس آلومینیوم می سازیم

که از پراکنش اشعه جلوگیری می کند. ساختمان کلی مولد به

صورتی است که یک حباب شیشه‌ای داخل پوششی از جنس فلز



نفوذناپذیری مثل سرب قرار می‌دهیم تا به عنوان جاذب پرتوهای کم انرژی که می‌تواند باعث تخریب بافت شود، عمل کند.

۳) آند را به صورت زاویه‌دار می‌سازیم. فایده‌ی این کار اینست که اولاً اشعه را به سمت پنجره نازک هدایت می‌کند. دوماً وسعت کانون موثر را زیاد می‌کند و باعث گرمای اضافی تولید شده را پراکنده می‌کند. سوماً سطح برخورد الکترون را به الکتروود آند افزایش می‌دهد این زاویه عموماً حدود ۵ تا ۲۰ درجه است ولی بهینه‌ی آن ۱۶/۵ درجه است. اگر زاویه آند را با θ نشان دهیم، در مورد کانون واقعی و کانون موثر خواهیم داشت:

$$\sin \theta = \frac{\text{کانون موثر}}{\text{کانون واقعی}}$$

☑ توجه: اگر θ را به صورت اپتیمم آن یعنی ۱۶/۵° انتخاب کنیم، رابطه زیر بین کانون موثر و واقعی برقرار است:

$$\text{کانون واقعی} \cong \frac{1}{5} \text{ کانون موثر}$$

لوله‌های اشعه‌ی ایکس

لوله‌های اشعه‌ی ایکس عموماً به ۲ صورت می‌باشند:

الف) لوله‌های تشخیصی ب) لوله‌های درمانی

☞ توجه: در لوله‌های تشخیصی زمان تابش اشعه کوتاه (کمتر از ۰/۱ S) می‌باشد، ولی در لوله‌های درمانی ممکن است تا ۵ دقیقه نیز تابش ادامه داشته باشد. بنابراین میزان گرمای تولیدی نیز در لوله‌های درمانی بیشتر از لوله‌های تشخیصی می‌باشد. این مقدار گرما باید سریعاً از موضع برطرف شود.

☑ نکته: برای سنجش گرمای تولیدی، از رابطه زیر استفاده می‌کنیم:

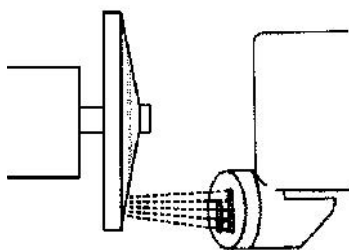
$$\text{Heat Unit} = \Delta V \times I \times \Delta t$$

در این رابطه ΔV ، اختلاف پتانسیل بین کاتد و آنده بر حسب کیلوولت، I ، شدت جریان مدار کاتد بر حسب میلی آمپر و Δt مدت زمان تابش بر حسب ثانیه است.

توجه: سلکتورهای موجود در مدار دستگاه همین سه پارامتر را تغییر می دهند.

الف) لوله های تشخیصی: در این لوله ها از آنده دوار (Rotating Anode) استفاده می کنند. آنده دوار یک

مخروط ناقص است که به وسیله موتورهای الکتریکی (استاتور) چرخانده

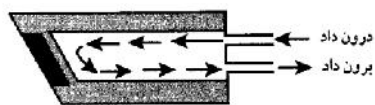


می شود. این آنده را طوری طراحی می کنند که با وجود تغییر محل آنده، محل برخورد الکترون ها تنگستن باشد و اطراف آن را ناحیه ای از مس احاطه کرده باشد. بدین ترتیب با تغییر محل برخورد الکترون ها، گرما در کل

مخروط پراکنده می شود. در این لوله ها، کاتد از یک فیلامان کوچک و یک فیلامان بزرگ ساخته می شود. بر حسب مقدار شدت الکترون لازم، ممکن است از هر ۲ نوع فیلامان استفاده شود.

ب) لوله های درمانی: در این لوله ها، روشی که برای سرد کردن آنده در نظر گرفته می شود این است که آنده را به

صورت یک لوله ی توخالی می سازند که ناحیه خارجی زاویه دار آن، محل برخورد الکترون و از جنس تنگستن باشد و پوشش لوله نیز از جنس مس باشد. درون حفره بو خالی،

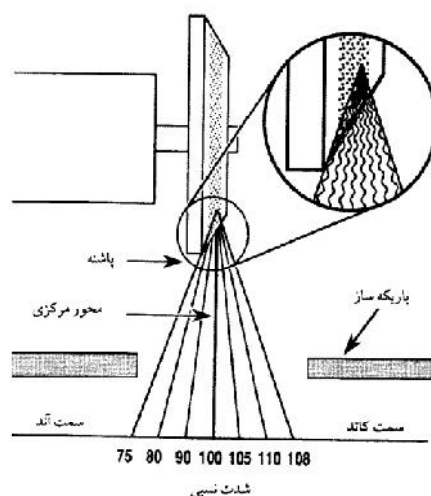


روغنی که ظرفیت حرارتی بالایی دارد، در جریان می باشد. سرد کردن آنده به این صورت است که مس با ظرفیت هدایت گرمایی بالا، گرما

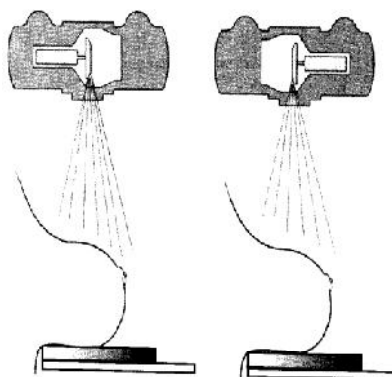
را از تنگستن می گیرد و به روغن می دهد و چرخش (Circulation) روغن گرما را از سیستم خارج می کند.

اثر پاشنه آند Hill Effect

در لوله‌های تشخیصی پدیده‌ای به نام اثر پاشنه‌ی آند اتفاق می‌افتد. بدین صورت که، وقتی الکترون به آند برخورد می‌کند، یک سری از اشعه‌های تولیدی از عمق تنگستن تولید می‌شوند و یک سری از اشعه‌ها از سطح آن تولید می‌شوند.



بنابراین مسیر این دو نوع اشعه عمقی و سطحی متفاوت است. این تفاوت مسیر بین پرتوهای تولیدی یکس از عمق و سطح آند باعث می‌شود شدت اشعه در قطبین آند و کاتد متفاوت باشد. بدین ترتیب شدت اشعه در سمت کاتد بیشتر می‌شود. برای حل این مسئله، هنگام تصویرگیری از یک بافت، ناحیه‌ی ضخیم‌تر را به سمت قطب کاتد می‌گیرند. مثلاً در تصویرگیری از ریه، قاعده ریه را که ضخیم‌تر است به سمت کاتد و قله‌ی ریه را به سمت آند می‌گیرند. همین‌طور در ماموگرافی، ناحیه لوب سینه را در طرف آند و ساقه‌ی سینه را که ضخیم‌تر است در سمت کاتد قرار می‌دهند.

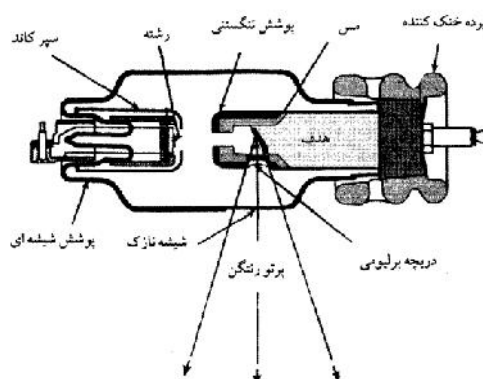


اثر فضای بار Space Effect

وقتی الکترون‌ها به آند برخورد می‌کنند، تعدادی از الکترون‌های آند کنده شده و در محیط پراکنده می‌شوند. به این پراکندگی الکترون‌ها در محیط، اثر فضای بار می‌گویند.

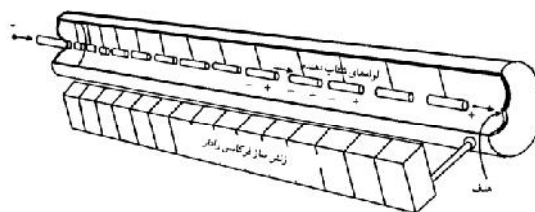
آند روکش‌دار

الکترون‌هایی که طبق اثر فضای بار از سطح آند در محیط پراکنده می‌شوند، اگر سریعاً جذب نشوند به مرور روی سطح حباب رسوب می‌کنند. برای جذب این الکترون‌ها از آند روکش‌دار استفاده می‌کنند. این پوشش از جنس بریلیوم است.



نسل جدید مولد الکترون‌ها

یک سری از دستگاه‌های جدیدتر و دقیق‌تر برای شتاب الکترون طراحی شده‌اند که به آنها بتاترون گویند. در لوله‌های اشعه‌ای ایکس یک قطب مثبت (آند) و یک قطب منفی (کاتد) وجود دارد که با برقراری اختلاف پتانسیل یک شیب میدان مغناطیسی بین آن دو برقرار می‌شود. اگر بخواهیم شتاب الکترون‌های تولیدی خیلی بالا باشد، از یک سری شیب‌های میدان مغناطیسی قوی‌تر استفاده می‌کنند. بتاترون‌ها از یک سری قطعات



(Segment) تشکیل شده‌اند که دارای دو سر مثبت و منفی می‌باشند. حال اگر اختلاف پتانسیل بین کل سیستم برقرار شود و الکترون بین این شیبهای مغناطیسی دست به دست می‌شوند و به صورت تصاعدی به شتاب در می‌آید.

ذرات دیگر را نیز به همین روش می‌توان شتاب دار کرد برای مثال، بیشترین تأثیر رادیوتراپی در درمان سرطان، تأثیر هسته‌های عریان (Unshielded) بر بدن است. هسته‌های عریان، هسته‌هایی هستند که در شیب مغناطیسی بالا به سرعت در می‌آیند. در این حالت هسته، کم‌کم الکترونهای خود را از دست می‌دهد. این هسته‌ها با بار مثبت انرژی و اثر تخریبی بسیار بالایی دارند. این هسته‌ها را در مسیر خاصی هدایت می‌کنند و برای تخریب تومور از آنها استفاده می‌کنند.

چون در رادیوتراپی بیشتر از اشعه ایکس یا فوتونهای گاما استفاده می‌شود و کمتر از این ذرات استفاده می‌شود، سرعت بهبود سرطان کمتر خواهد بود.

شتاب دهنده‌ها (Accelerator) انواع مختلفی دارند. بتاترون نوعی شتاب دهنده الکترون است.

نحوه‌ی هدایت پرتو به سمت بافت

پرتوهایی که از دستگاه مولد اشعه تولید شده و خارج می‌شوند، عموماً پرتوهایی موازی هستند که پرتوهای اولیه نامیده می‌شوند. ناحیه‌ای از بافت که اشعه باید به آن برخورد کند را میدان برخورد اشعه (Field Size) گویند. پرتوهایی هم که در میدان برخورد پراکنده می‌شوند، پرتوهای ثانویه نامیده می‌شوند. این پرتوهای ثانویه عموماً موجب ۲ مشکل اساسی می‌شوند:

☞ رادیولوژیک: باعث کاهش وضوح تصویر می شوند.

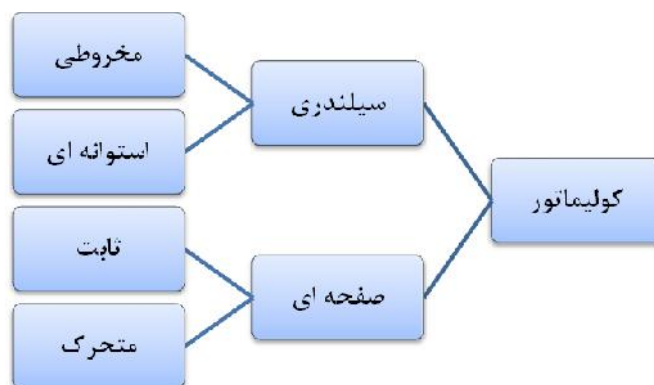
☞ فیزیولوژیک: به طور ناخواسته بافتهای دیگر را تحت تأثیر قرار می دهند.

برای اینکه از این تابش غیرضروری (Unnecessary Exposure) بر بافت‌های اطراف جلوگیری کنیم و اشعه را حتی الامکان به میدان موردنظر خودمان محدود کنیم، باید از الحاقاتی بین دستگاه و بافت یا بیمار استفاده کنیم. در ادامه این الحاقات را با هم بررسی می کنیم:

۱- کولیماتور (لوکالیزاتور)

دستگاههایی که پرتو را از پنجره نازک مولد اشعه به سمت بافت هدایت می کنند کولیماتور (Collimator) یا لوکالیزاتور (Localizator) گویند.

کولیماتور (لوکالیزاتورها) ۲ دسته اند که هر کدام نیز به ۲ نوع تقسیم می شوند:

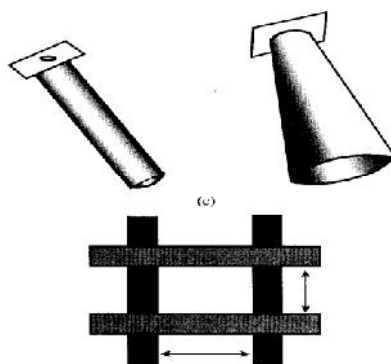


☑ توجه: جنس کولیماتورها یا از سرب است یا از پلاستیکی که به آن سرب تزریق شده است.

کولیماتور صفحه‌ای ثابت، دیسکی از جنس سرب است که منفذ خروج اشعه در آن مشخص می کند که چه مقدار

اشعه با بافت بتابد.

کولیماتور صفحه‌ای متحرک به صورت ۴ لایه صفحه‌ای مربعی یا مستطیلی شکل متحرک از جنس سرب است و با تنظیم این صفحات می‌توانند محل عبور و تابش اشعه را مشخص کنند.



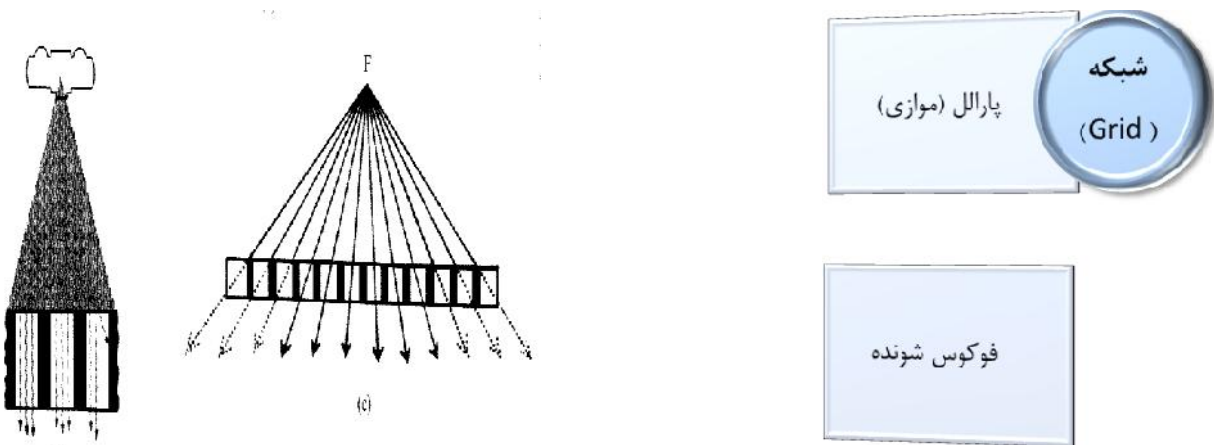
می‌توانند از تلفیق کولیماتور صفحه‌ای و استوانه‌ای استفاده کنند که هم هدایت و هم محل تابش را کنترل کنند.

۲- شبکه (Grid)

برای جلوگیری از اثرات رادیولوژیک پرتوهای ثانویه از شبکه‌ها استفاده می‌کنیم. شبکه‌ها از عبور پرتوهای ثانویه پراکنده جلوگیری می‌کنند.

شبکه‌ها در ابتدا به صورت ثابت بودند ولی مشکل این شبکه‌های ثابت این بود که باعث می‌شدند تصاویر به صورت کامل تشکیل نشوند چرا که برخی از پرتوهای موازی در ضخامت آنها جذب می‌باشد. از این رو شبکه‌ها را به صورت متحرک و با سرعت زیاد طراحی کردند.

شبکه‌ها از لحاظ شکل قرارگیری بر دو نوع اند و عموماً از جنس سرب هستند:



انواع شبکه ها به ترتیب از راست به چپ فوکوس شونده و پارالل

😊 نکته پایانی:

$$\text{Grid Ratio} = \frac{\text{ارتفاع سرب}}{\text{ضخامت بلور شفاف}}$$

روشهای جذب اشعه ایکس

هنگامی که فوتونهای اشعه x از ماده گذر می کنند، ممکن است با الکترون و یا هسته برخورد کنند و یا تحت تأثیر میدان الکتریکی هسته قرار بگیرند. این اندرکنش (Interaction) ممکن است کشسان یا ناکشسان باشد. در اندرکنش کشسان (الاستیک) هر اندازه انرژی که بوسیله فوتون از دست برود به صورت انرژی تابشی از بافت هدف تابش می شود. در حالی که اندرکنش ناکشسان (ناالاستیک) بخشی از انرژی از دست داده شده بوسیله

فوتون، ممکن است در روند انگیزش الکترونها یا یونش بکار رود.

در حالت الاستیک پرتوها از کنار بافت رد می‌شود مثل تابش ترمزی که در آن پرتوی الکترونی از کنار هسته عبور می‌کند اما در حالت نالاستیک برخورد رودرو است مثل پدیده فوتو الکتریک.

انواع برخوردهای الاستیک

الف) پراکندگی تامسون

در این نوع برخورد، فوتون تابشی بوسیله یک الکترون غیرپیوندی گرفته شده باعث انگیزش آن و نوسان این الکترون می‌شود. در همین زمان، الکترون بر انگیزته یک فوتون با همان انرژی فوتون نخستین ولی در راستاهای گوناگون (از زاویه صفر تا ۱۸۰ درجه نسبت به فوتون نخستین) تابش می‌کند. این نوع تابش را Unmodified Scattering گویند. بنابراین طول موج پرتوی فرودی و نشری خروجی فرقی نمی‌کند. این پدیده در انرژیهای پایین رخ می‌دهد از آنجایی که این انرژیها توسط پنجره نازک جذب می‌شوند، پس این پدیده عموماً رخ نمی‌دهد.

ب) پراکندگی رایلی

در این نوع برخورد، فوتون ورودی به گروهی از الکترونها اتم برخورد کرده و همگی آنها را با بسامد خود به نوسان وا می‌دارد. در نتیجه این فرآیند، اتم، فوتونی با همان انرژی ولی در راستاهای گوناگون تابش می‌کند. این نوع برخورد نیز اهمیت چندانی ندارد.

انواع برخوردهای نالاستیک

الف) اثر فوتوالکتریک

در این پدیده، فوتون تابشی، تمام انرژی‌اش را به یکی از الکترونها درونی اتم انتقال می‌دهد و باعث پرتاب آن الکترون به بیرون از اتم و تولید یون می‌شود. به این الکترون، فوتوالکترن گوییم. انرژی فوتون ورودی ($h\nu$) صرف غلبه بر انرژی بستگی الکترون (تابع کار اتم) و دادن انرژی جنبشی به آن می‌شود، پس می‌توان گفت:

$$h\nu = \psi + \frac{1}{2}mv^2$$

◀ این پدیده در انرژی‌هایی کمتر از ۱۰۰ KeV رخ می‌دهد.

⚡ توجه: مهمترین پدیده در جذب اشعه در سطح بافت، همین پدیده است.

ب) اثر کمپتون Campton Effect

در این نوع برخورد، بخشی از انرژی فوتون ورودی به الکترونی که با آن برخورد می‌کند، داده می‌شود. این انرژی باعث پرتاب الکترون به خارج اتم و تولید فوتونی ثانویه با انرژی کمتر و در راستایی غیر از راستای فوتون آغازی می‌شود. این اثر برخلاف پدیده فوتوالکتریک، عمدتاً الکترونهای لایه های بیرونی اتم را که با انرژی کمتر به اتم وابسته اند، متأثر می‌کند. در این پدیده، انرژی پرتوی فرودی صرف کردن الکترون از اتم و دادن انرژی جنبشی به آن و تولید فوتون ثانویه می‌شود.

$$h\nu = \psi + \frac{1}{2}mv^2 + h\nu'$$

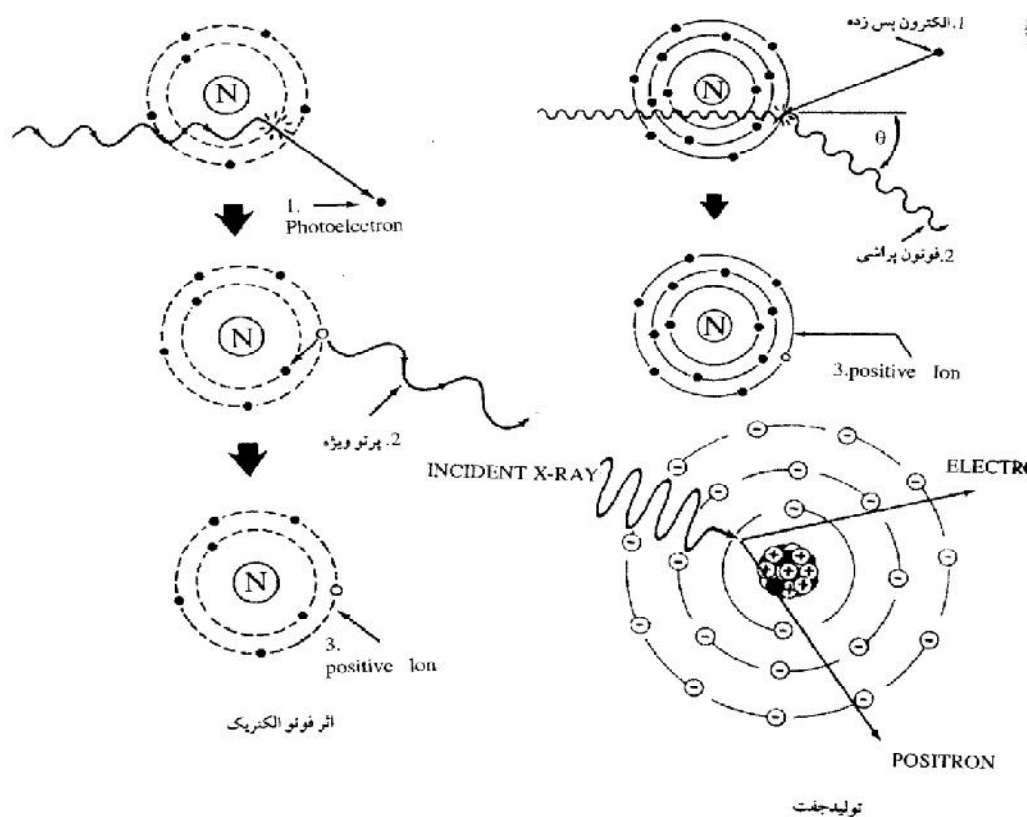
◀ در انرژی‌های بین ۱۰۰ KeV تا ۴ MeV رخ می‌دهد.

توجه (۱): زاویه الکترون آزاد شده نسبت به پرتوی ورودی بین صفر تا ۹۰ درجه است.

توجه (۲): زاویه پرتوی ثانویه بین صفر تا ۱۸۰ درجه نسبت به راستای پرتوی اولیه خواهد بود.

ج) تولید زوج Pair Production

اگر انرژی فوتون به اندازه‌ای باشد که بتواند به هسته سنگین اتم نزدیک شود و تحت تأثیر میدان هسته قرار گیرد، بر هم کنش میان فوتون و هسته، براساس قانون هم ارزی ماده و انرژی انیشتین یا $E = mc^2$ ، باعث ناپدید شدن فوتون تبدیل آن به یک الکترون و یک پوزیترون می‌شود. جفت ذرات تولید شده ماده و ضد ماده‌اند. ذرات خلق شده انرژی خود را با روند انگیزش و یونش از دست می‌دهند. هنگامی که انرژی پوزیترون کاسته می‌شود با یک الکترون ترکیب شده و در اندک زمانی نابود می‌شود. حداقل انرژی اشعه ایکس برای انجام این پدیده ۱۰۲۲ KeV است چراکه انرژی هر یک دو زوج الکترون و پوزیترون معادل ۵۱۱ KeV است .



سرنوشت اشعه درون بافت

ناحیه‌ای از بافت که تحت تأثیر اشعه قرار می‌گیرد، هم می‌تواند پرتو را جذب کند و هم می‌تواند آن را عبور دهد. مکان‌هایی که پرتوی ایکس را عبور می‌دهند، نواحی Radio Lucent (شفاف نسبت به اشعه) و مناطقی که اشعه را جذب می‌کنند، نواحی Radio Opac (کدر نسبت به اشعه) نام دارند.

اساس تصویرگیری‌های اشعه ایکس تفاوت همین دو ناحیه است.

ما می‌توانیم این دو ناحیه را تغییر دهیم تا تفکیک بهتری ایجاد کنیم.

پارامترهای تغییردهنده‌ی رادیو اپاسیتی

- ① ضخامت بافت: رابطه‌ی مستقیم با رادیو اپاسیتی دارد.
- ② چگالی بافت: رابطه‌ی مستقیم با رادیو اپاسیتی دارد.
- ③ عدد اتمی میانگین بافت: رابطه‌ی مستقیم با رادیو اپاسیتی دارد. مثلاً بافت استخوانی با عدد اتمی بالا کدتری

بیشتری دارد.

④ شدت اشعه: ۳ پارامتر بالا مربوط به بافت هستند و قابل تغییر توسط ما نمی‌باشند ولی شدت اشعه پارامتری وابسته به لوله‌ی مولد اشعه ایکس است. هر چه شدت بالاتر باشد رادیوآپاسیتی کمتر است.

چگونگی افزایش Radio Opacity به طور مصنوعی

می‌توان به صورت مصنوعی و با کمک موادی رادیوآپاسیتی یک ناحیه را افزایش داد. یک سری مواد به نام **حاجب** و سایه - روشن‌زا (contrastmedia) وجود دارد که به صورت Oral یا تزریقی وارد بدن می‌شوند. این مواد میزان آپاسیتی آن ناحیه و میزان تفکیک را افزایش می‌دهند.

خاصیت این مواد اینست که: ☞ سمیت ندارند. ☞ جذب و یا دفع می‌شوند.

📖 مثالهایی از استفاده مواد حاجب

- برای تشخیص زخم‌های معده، سولفات باریوم به صورت خوراکی مصرف می‌شود. این ماده حفرات گوارشی را پر می‌کند. جاهایی که زخم معده جود دارد، چین و چروک دار است و سولفات باریوم آن قسمت‌ها را در بر نمی‌گیرد. بنابراین وقتی اشعه را می‌تابانیم، قسمت‌های دارای زخم معده به صورت یک سری رگه‌های سیاه روی فیلم دیده می‌شود.
- در آنژیوکار دیوگرافی وضعیت جریان خون عروق را بررسی می‌کنیم. در این روش به یکی از شریان‌ها مواد حاجب با عدد اتمی بالا تزریق می‌کنیم. بدین ترتیب می‌توانیم تصویر رادیوگرافی با رزولوشن بالا بگیریم.
- در فرایند هیستروسالپینگوگرافی به کمک یک اپلیکاتور ماده‌ی حاجب را به درون حفره‌ی رحم تزریق می‌کنند. ماده حاجب، دیواره‌ای رحم را می‌پوشاند باعث تصویرگیری بهتر می‌شود.
- در اینترا ونوس اوروگرافی (IVU) برای بررسی عملکرد کلیه مواد حاجب را به سیاهرگ‌های منتهی به کلیه تزریق می‌کنند و بعد تصاویر رادیوگرافی از کلیه می‌گیرند.
- در اینترانوس کوله سیستوگرافی، مواد حاجب را در سیاهرگ‌های منتهی به کیسه صفرا وارد می‌کنند و تصویر می‌گیرند. و روشهای متعدد دیگر ...

روش افزایش رادیو لونستی (Radio Lucenty) به طور مصنوعی

در این روش، با کاهش چگالی یا عدد اتمی متوسط بافت رادیولونستی ناحیه را افزایش می دهیم. مثلاً بافتی وجود دارد که داخلش حفره‌ای است. این حفره باعث هم پوشانی در تصویر می شود و بدین ترتیب از حفره نمی توان تصویر مناسب تهیه کرد. برای اینکه رادیولونستی را در حفره افزایش دهیم می توانیم در آن یک ماده با چگالی کم مثل هوا یا در اکسید کربن تزریق کنیم.

معادلات جذب اشعه ایکس

از اشعه ایکسی که از محیطی وارد محیط دیگری می شود به واسطه فاصله و ضخامت محیط جدید، از شدت آن کاسته می شود و به عبارت دیگر مقداری از آن جذب محیط می شود.

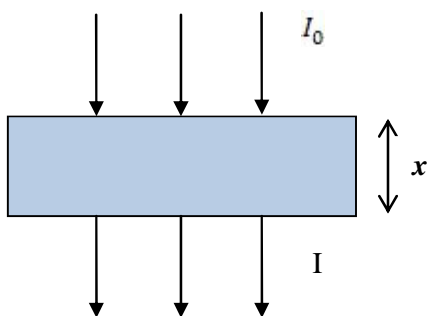
در اینجا ما قصد داریم تغییرات این جذب را بررسی کنیم:

کاهش شدت اشعه به ضخامت لایه (Δx) و شدت پرتوی ورودی (I_0) بستگی دارد.

$$\Delta I \propto -I_0 \Delta x$$

☑ توجه: علامت منفی بخاطر این است که هر چه ضخامت بیشتر

باشد شدت اشعه خروجی کمتر است .



با محاسبه ضریب تناسب به رابطه زیر می رسیم:

$$\Delta I = -\mu I_0 \Delta x$$

☞ توجه: μ ضریب جذب خطی محیط است و واحد آن $\frac{1}{\text{cm}}$ می باشد. μ برابر با مقدار شدتی است که به ازای هر

۱ سانتیمتر از محیط کاهش می یابد. ضریب جذب به جنس محیط ارتباط دارد.

حال اگر بخواهیم مقدار شدت خروجی را بر حسب شدت ورودی محاسبه کنیم خواهیم داشت:

$$\Delta I = -\mu I_0 \Delta x \Rightarrow dI = -\mu dx I_0 \Rightarrow \int \frac{dI}{I_0} = \int -\mu \cdot dx \Rightarrow \boxed{\ln I = -\mu x + c}$$

✓ c ، مقدار ثابت انتگرال است. برای بدست آوردن این مقدار ثابت حالت خاصی را بررسی می کنیم که ضخامت

لایه صفر است و $I = I_0$ پس خواهیم داشت:

$$\begin{cases} x = 0 \\ I = I_0 \end{cases} \Rightarrow \boxed{c = \ln I_0}$$

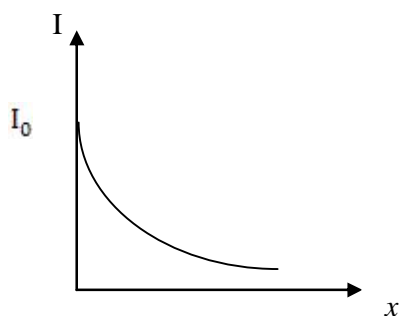
پس معادله مقدار شدت اشعه به این صورت خواهد بود:

$$\boxed{\ln I = -\mu x + \ln I_0}$$

از تبدیل این صورت معادله خواهیم داشت:

$$\ln \frac{I}{I_0} = -\mu x \Rightarrow \frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \Rightarrow I = I_0 e^{-\mu x}$$

✓ با توجه به معادله بالا می توان گفت، نمودار تغییرات شدت بر حسب ضخامت نزولی و نمایی خواهد بود.



📌 نکته: جذب پرتو در بافت همانطور که در بالا

دیدیم، از معادلات اکسپوننسیال یا نمایی

پیروی می کند.

نمودار شدت پرتوی خروجی بر حسب ضخامت لایه

☑ نکته: همانطور که مشاهده می شود، با افزایش ضخامت لایه (x) از شدت اشعه کاسته می شود.

❖ سوال: در چه ضخامتی شدت اشعه خروجی، نصف شدت اشعه ورودی می‌باشد؟

🔍 پاسخ: در این شرایط باید $I = \frac{I_0}{2}$ باشد پس خواهیم داشت:

$$\begin{cases} I = I_0 e^{-\mu x} \\ I = \frac{I_0}{2} \end{cases} \Rightarrow \frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu x} \Rightarrow \frac{1}{2} = e^{-\mu x_{\frac{1}{2}}} \Rightarrow \ln \frac{1}{2} = -\mu x_{\frac{1}{2}}$$

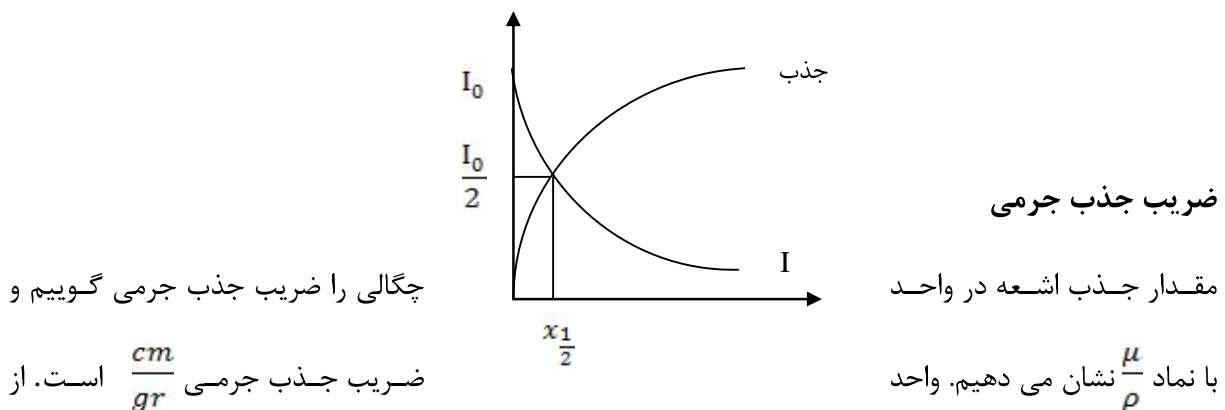
حال اگر $\ln \frac{1}{2} = -0.693$ باشد داریم:

$$\boxed{x_{\frac{1}{2}} = \frac{0.693}{\mu}}$$

📌 نکته: به مقدار $x_{\frac{1}{2}}$ ، ضخامت نیم جذب یا HVL (Half Value Layer) گویند. در این لایه، شدت اشعه

ورودی نصف شده است یعنی نصف آن جذب شده است. بنابراین نقطه ای است که نصف پرتوی ورودی جذب

محیط شده است. (محل برخورد دو نمودار جذب و شدت)



آنجایی که جذب اشعه در بافت توسط فرایندهای فوتوالکتریک (τ)، کمپتون (θ) و تولید زوج (π) صورت می گیرد،

برای هر یک از این فرایندها ضریب جذب جرمی تعریف می شود و در این مورد داریم:

- فوتو الکتریک (τ)

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \frac{Z^3}{E^2} \quad \text{و} \quad \frac{\tau}{\rho} \text{ ضریب جذب جرمی:}$$

- کمپتون (θ)

$$\frac{\theta}{\rho} \propto \frac{1}{E} \quad \text{و} \quad \frac{\theta}{\rho} \text{ ضریب جذب جرمی:}$$

- تولید زوج (π)

$$\frac{\pi}{\rho} \text{ ضریب جذب جرمی:}$$

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\theta}{\rho} + \frac{\pi}{\rho}$$

❖ سؤال: اگر متوسط عدد اتمی بافت استخوان ۱۴ و ماهیچه ۷ باشد نسبت جذب فوتوالکتریک آنها است؟

🕒 پاسخ: ۸ برابر

$$\frac{\tau_o}{\tau_m} = \frac{Z_o^3}{Z_m^3} = \frac{14^3}{7^3} = 2^3 = 8$$

☑ نکته: در تشخیص از پرتوهای ۱۵۰ KeV-۱۰ KeV استفاده می‌شود.

فیلم‌های رادیوگرافی

فیلم‌های رادیوگرافی از ۲ قسمت اصلی تشکیل شده است، یکی پایه (Base) و دیگری قسمتهای بعدی که بر روی این پایه قرار می‌گیرند. پایه در قدیم از جنس نیترات یا استات سلولز بود. مشکل این نوع پایه این بود که وقتی تابش انجام می‌شد، در نیترات و استات خط و خراش ایجاد می‌شد. امروزه از پایه مخصوصی به نام پلی‌استر استفاده می‌شود که قابلیت انعطاف دارد.

بر روی این پایه یک لایه از یک امولسیون حساس (ژلاتینی شامل بلورهای برمید نقره با چگالی مشخص) با

ضخامت ۰/۰۰۱ اینچ در دو طرف این بستر اندود می‌شود. این همان قسمتی است که متأثر از اشعه می‌شود. مهمترین مشخصه امولسیون حساس اینست که براساس تراکم و چگالی AgBr حساسیت فیلم متفاوت است. هر چه چگالی AgBr زیادتر باشد، حساسیت فیلم بیشتر است.

☑ **نکته:** حساسیت فیلم را با گاما (γ) نشان می‌دهند و این مقدار بین ۱ تا ۵ است.

بر روی این لایه امولسیون یک ماده حفاظت کننده ژلاتینی (Protecting Layer) قرار می‌گیرد. فیلم ساخته شده با این مشخصات نسبت به نور معمولی کاملاً حساس است. نوری که فیلم‌ها به آن حساسیت ندارند **قرمز تیره** است که به نور امن (Safe Light) معروف است.

به جعبه‌ای که فیلم‌های معمولی در آن قرار می‌گیرند کاست (Cassette) گویند. این جعبه کم ارتفاع و دارای یک در سربی و کف آلومینیومی است که از برخورد اشعه های مزاحم جلوگیری می‌کند و باعث تقویت اشعه می‌شود. لایه سرب باید بالا باشد و آلومینیوم در پایین تا پرتوها را دوباره به سمت فیلم برگرداند.

صفحات تقویت کننده ای (Intensifying Screen) نیز در دو طرف فیلم قرار دارند که البته ضخامت صفحه تقویت کننده تحتانی بیشتر است. صفحات تقویت کننده دارای خاصیت فلوئورسانس هستند و با برخورد اشعه ایکس به آنها نور مرئی نشر می‌کند و فیلم را متأثر می‌کند و باعث احیای برمید نقره می‌شوند. این صفحات تقویت کننده، اشعه ایکس مورد نیاز جهت تصویر گیری را ۵۰-۴۰ برابر کاهش می‌دهد. پس فیلم‌ها مستقیماً تحت تأثیر اشعه نیستند و تحت تأثیر نور مرئی سیاه می‌شوند. ۹۸٪ تصویرسازی در اثر خاصیت فلوئورسانس صفحات تقویت کننده است و تنها ۲٪ اثر مستقیم اشعه است. جنس صفحات تقویت کننده در قدیم عمدتاً از سولفید روی بود ولی امروزه از عناصری با اعداد اتمی ۷۱-۵۷ (لاتتان به همراه گروه لاتانیدها) استفاده می‌شود مثل لانتانیوم و ایتریوم.

فیلمها را برای انتقال به تخت معاینه به صورت دارای صفحات تقویت کننده و بدون صفحه می‌سازند. فیلمهای بدون صفحه مانند فیلم‌های رادیوگرافی دندان. این فیلمها درون یک پوشش نفوذناپذیز نسبت به رطوبت قرار می‌گیرند تا وقتی وارد دهان می‌شوند خراب نشوند. در فیلم‌های دندان پزشکی نه کاست وجود دارد و نه صفحات

تقویت کننده.

🔗 صفحات تقویت کننده هم زمان تابش و هم مقدار و دوز اشعه را کاهش می دهند. مثلاً در فیلمهای دندان

پزشکی که این صفحه ها نیستند زمان تابش خیلی زیاد است.

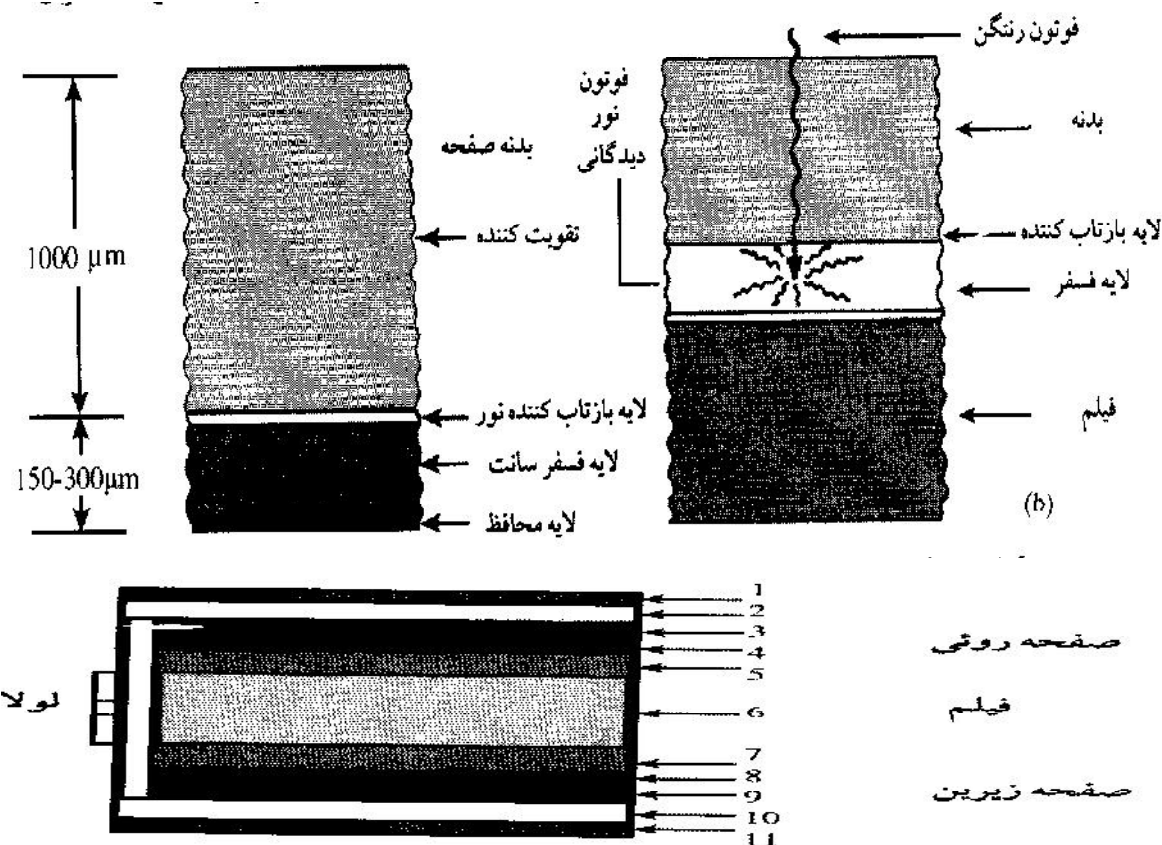
فیلمها را براساس حساسیت بلورها آنها تقسیم بندی می کنند:

❶ Low Speed ❷ Intermediate ❸ Fast ❹ Ultra Fast

به ترتیب از ۱ تا ۴ حساسیت افزایش ولی Resolution کاهش می یابد.

این تقسیم بندی را با A, B, C, D نیز نشان می دهند. البته امروزه نوع E آنها نیز وارد بازار شده است.

🔗 توجه: هرچه بلورها کوچک باشند Resolution بیشتر است.



نمایش یک کاست در برگیرنده صفحه‌های تقویت‌کننده و فیلم با دو امولسیون ۱- پوشش روئی کاست ۲- لایه چسبان ۳- پایه صفحه تقویت‌کننده ۴- لایه فسفر ۵- امولسیون فیلم ۶- پایه فیلم ۷- امولسیون فیلم ۸- لایه فسفر ۹- پایه صفحه تقویت‌کننده ۱۰- لایه چسبان ۱۱- پوشش زیرین کاست

